

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
27. Oktober 2005 (27.10.2005)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2005/101046 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: **G01R 33/34**

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/051313

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. März 2005 (22.03.2005)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2004 017 853.4 13. April 2004 (13.04.2004) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): **SIEMENS AKTIENGESellschaft** [DE/DE];
Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **DIEHL, Dirk** [DE/DE];
Berliner Platz 3, 91052 Erlangen (DE).

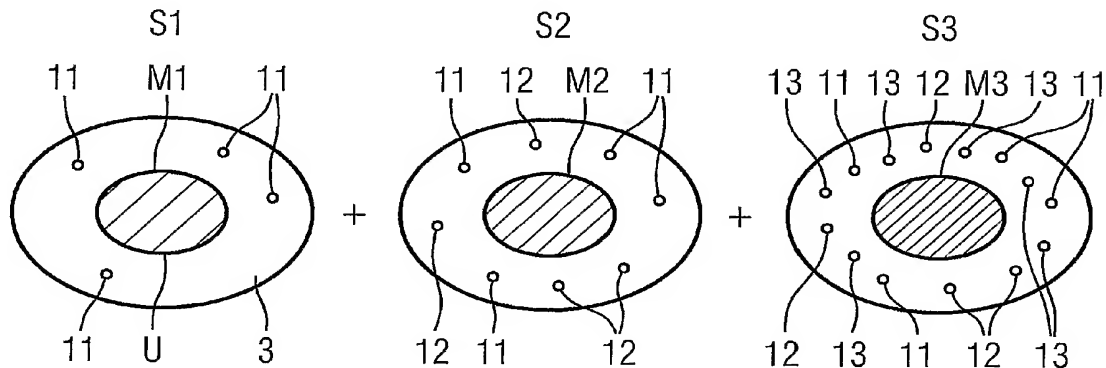
(74) Gemeinsamer Vertreter: **SIEMENS AKTIENGESellschaft**; Postfach 22 16 34, 80506 München
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE,
KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD,
MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR GENERATING A HOMOGENEOUS MAGNETISATION IN A SPATIAL EXAMINATION VOLUME
OF A MAGNETIC RESONANCE INSTALLATION

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUM ERZEUGEN EINER HOMOGENEN MAGNETISIERUNG IN EINEM RÄUMLICHEN
UNTERSUCHUNGSVOLUMEN EINER MAGNETRESONANZANLAGE



(57) Abstract: The invention relates to a method for generating a homogeneous magnetisation in a spatial examination volume of a magnetic resonance installation in the framework of an object examination. Said magnetic resonance installation comprises a body coil consisting of a plurality of resonator segments, and a control and evaluation device for the separate control of the individual resonator segments that are electromagnetically decoupled from each other, according to a set of pre-determined segment-specific excitation parameters. The resonator segments are temporally sequentially excited in an excitation sequence, using different excitation parameter sets with phase distributions of the nuclear magnetisation distributions in the examination volume, constructively superimposing each other in such a way as to form the resulting homogeneous entire nuclear magnetisation distribution in the examination volume.

(57) Zusammenfassung: Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonanzenanlage im Rahmen einer Objektuntersuchung, welche Magnetresonanzenanlage eine Körperspule bestehend aus mehreren Resonatorsegmenten und eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung zum separaten Ansteuern der einzelnen, voneinander elektromagnetisch entkoppelten Resonatorsegmente entsprechend einem Satz vorgegebener segmentspezifischer Anregungsparameter aufweist, wobei die Resonatorsegmente innerhalb einer Anregungssequenz zeitlich sequentiell unter Verwendung unterschiedlicher Anregungsparametersätze mit Phasenverteilungen der Kernmagnetisierungsverteilungen im Untersuchungsvolumen, die konstruktiv zur resultierenden homogenen Gesamtkernmagnetisierungsverteilung im Untersuchungsvolumen überlagern, angeregt werden.

WO 2005/101046 A1



PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

Beschreibung

Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonan-
5 anlage

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonan-
10 anlage im Rahmen einer Objektuntersuchung, welche Magnetresonan-
anlage eine Körperspule bestehend aus mehreren Resonatorsegmenten und eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung zum separaten Ansteuern der einzelnen, voneinander elektro-magnetisch entkoppelten Resonatorsegmente entsprechend einem Satz vorgegebener segmentspezifischer An-
15 regungsparameter aufweist.

Die Magnetresonanztomographie ist eines der bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik, das die Wechselwirkung eines externen Feldes, hier eines Magnetfelds mit dem
20 menschlichen Körper zur Bildgebung nutzt. Der Aufbau und die Funktionsweise einer solchen Magnetresonan-
anlage ist an und für sich bekannt und muss nicht näher beschrieben werden.

In jüngerer Zeit werden auch Magnetresonan-
25 anlagen hergestellt, bei denen das Grundmagnetfeld mehr als 1,5 T, insbesondere 3 T und mehr beträgt. Mit diesen Magnetresonan-
anlagen sind bessere Auflösungen erzielbar, jedoch treten im Stand der Technik vermehrt Inhomogenitäten der Bildqualität auf, die auf Inhomogenitäten im von der Körperspule erzeugten
30 Anregungsfeld zurückzuführen sind.

Aus EP 1 279 968 A2 ist eine Magnetresonan-
anlage bekannt, bei der gemäß der eingangs beschriebenen Anlagengestaltung elektro-magnetisch voneinander entkoppelte Resonatorsegmente
35 vorgesehen sind, die die Körperspule bilden. Hier können die einzelnen Resonatorsegmente bei der gewünschten Resonanzfrequenz unabhängig voneinander schwingen. Jedem Resonatorsegment ist ein separater Sendekanal zugeordnet, das heißt, je-

des Resonatorsegment kann separat angesteuert werden, wodurch die Erzeugung separater Einzelfelder, die in ihrer Gesamtheit das zirkularpolarisierte hochfrequente Magnetfeld ergeben, möglich ist. Die Amplitude und die Phase jedes einzelnen Sendekanals kann entsprechend eingestellt werden.

Die Bildqualität bei Magnetresonananzsystemen hängt wie beschrieben in beachtlichem Maß von der Homogenität der räumlichen Verteilung derjenigen Komponente des zirkularpolarisierten, hochfrequenten Magnetfelds, die das Auslenken der Spins aus der Gleichgewichtslage bewirkt, ab. Speziell bei höheren Frequenzen wird die Homogenität des Magnetfelds jedoch nicht mehr allein durch die Ströme auf den Antennen, sondern auch durch die Ströme im Patientenkörper wesentlich beeinflusst. Die Ansteuerung der Resonatorsegmente erfolgt anhand eines festgelegten Anregungsparametersatzes, der hinsichtlich der Amplituden und Phasen der Ansteuersignale der einzelnen Resonatorsegmente im Hinblick auf ein möglichst homogenes Magnetfeld gewählt ist.

Ein zentrales Problem im Rahmen der MR-Untersuchung mit einem vergleichsweise starken Grundmagnetfeld ist aber die aufgrund der sehr hohen Arbeitsfrequenzen des Anregungsmagnetfelds gegebene Patientenbelastung, hervorgerufen durch patientenseitig aufgenommene Verlustleistung. Wird beispielsweise mit einem Grundmagnetfeld von 3 T gearbeitet, beträgt die Frequenz des zirkularpolarisierten Anregungsmagnetfelds z.B. 128 MHz. Aus der hohen Frequenz und der damit verbundenen geringeren Eindringtiefe des Magnetfelds resultieren stärkere Inhomogenitäten, die dazu führen, dass der Spinflip über das Untersuchungsvolumen nicht ausreichend ist. Daneben resultiert daraus aber auch eine stärkere Erwärmung des Körpers aufgrund des hohen Energieeintrags. Dieser erhöhte Energieeintrag kann lokal bezüglich des Untersuchungsvolumens wie auch global bezüglich des Untersuchungsobjekts selbst nicht beliebig hoch sein, vielmehr sind im Rahmen der MR-Untersuchung Grenzwerte zu berücksichtigen, um den Patienten nicht zu stark zu belasten. Dabei betrifft die lokale spezifische

Absorptionsrate (SAR) den lokalen Energieeintrag pro Gewichtseinheit und wird angegeben als Verlustleistungsdichte pro Kilogramm Gewicht, während die globale Absorptionsrate die Summe der lokalen Absorptionsraten über das gesamte Untersuchungsobjekt darstellt. Beispielsweise kann die globale Absorptionsrate unterhalb des Grenzwertes liegen, während die lokale Absorptionsrate in einem bestimmten Punkt des Untersuchungsvolumens den Grenzwert überschreitet und es zu einer lokalen Verbrennung des Patienten kommen kann.

Dem Ziel eines möglichst homogenen Anregungsmagnetfelds steht also das Problem der Patientenbelastung entgegen, die bei Anregung mit einem vorbestimmten Anregungsparametersatz, der zu einem sehr homogenen Magnetfeld führen würde, die Aufnahmemöglichkeiten begrenzt.

Der Erfindung liegt damit das Problem zugrunde, ein Verfahren zur Erzeugung eines homogenen hochfrequenten Magnetfelds anzugeben, das einerseits eine sehr gute Homogenisierung der Feldverteilung innerhalb eines räumlichen Untersuchungsvolumens zulässt, gleichzeitig aber auch die Belastung des Patienten reduziert.

Zur Lösung dieses Problems sollen die in Anspruch 1 angegebenen Maßnahmen vorgenommen werden. Demgemäß ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Resonatorsegmente innerhalb einer Anregungssequenz zeitlich sequentiell unter Verwendung unterschiedlicher Anregungsparametersätze angeregt werden. Die Anregungsparametersätze sollen dabei Phasenverteilungen der Kernmagnetisierungsverteilungen im Untersuchungsvolumen aufweisen, die konstruktiv zu einer resultierenden (zumindest weitgehend) homogenen Gesamtkernmagnetisierungsverteilung überlagern. Eine konstruktive Überlagerung bedeutet dabei, dass die Kernmagnetisierung, was gleichbedeutend ist mit dem Flipwinkel, an jedem Ort des Untersuchungsvolumens mit jedem weiteren Anregungspuls, die durch unterschiedliche Anregungsparametersätze gekennzeichnet sind, schrittweise additiv aufgebaut wird, um

5 letztlich die gewünschte, im Rahmen der konkreten experimentellen Möglichkeiten mit entsprechender Genauigkeit erreichbare, also zumindest weitgehend homogene Gesamtkernmagnetisierung zu erhalten. Eine im Wesentliche gleiche Phasenverteilung der Kernmagnetisierung bzw. des Flipwinkels im Untersuchungsvolumen ist Voraussetzung für die Möglichkeit der konstruktiven – also schrittweise additiven – Überlagerung der sequentiell angewendeten Anregungspulse, die unterschiedliche Anregungsparametersätze aufweisen. Es ergibt sich so
10 eine im Wesentlichen – d.h. im Rahmen der konkreten experimentellen Möglichkeiten mit entsprechender Genauigkeit – gleiche Phasenverteilung des resultierenden Flipwinkels der präzedierenden Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen.

15 Der Erfindung liegt der Gedanke zugrunde, die Anregung während der gesamten Anregungszeit nicht anhand eines einzelnen Anregungsparametersatzes vorzunehmen, sondern hierfür mehrere zu verwenden. Die Anregung erfolgt zeitlich sequentiell unter Verwendung der unterschiedlichen Anregungsparameter, das
20 heißt, die gesamte Anregungssequenz wird in eine beliebige Vielzahl unterschiedlicher Zeitfenster gestückelt, wobei innerhalb jedes Zeitfensters mit einem anderen Anregungsparametersatz im Vergleich zum vorherigen Zeitfenster angeregt wird. Es erfolgt also eine Subpuls-Anregung anstelle der im
25 Stand der Technik bekannten Anregung mit nur einem Puls mit definierten Anregungsparametersatz, der während des gesamten Anregungszyklus beibehalten wird.

Nachdem sich zu jedem Anregungsparametersatz ein unterschiedliches Magnetfeld aufbaut, ist folglich der jeweilige lokale Energieeintrag in das Untersuchungsvolumen unterschiedlich.
30 Nachdem sich aber die Orte des lokalen Energieeintrags mit jedem neuen verwendeten Anregungsparametersatz, also von Subpuls zu Subpuls, ändern, kommt es während der gesamten Anregungssequenz nicht dazu, dass sich lokal betrachtet eine zu
35 starke Erwärmung einstellt und es zu lokalen Verbrennungen kommen kann. Das heißt, der einzelne lokale Energieeintrag während der sehr kurzen Anregungsdauer mit einem bestimmten

Parametersatz ist sehr gering und eben nicht ausreichend, um zur beschriebenen unzulässigen Erwärmung zu führen. Dies wird durch den hochfrequenten Wechsel der Anregungsparametersätze vermieden. Hieraus folgt, dass die Verlustleistung minimiert werden kann, das heißt, die Hochfrequenz-Belastungsgrenzwerte des Patienten können während der gesamten Anregung wesentlich ausgeschöpft werden, um z.B. zu einer schnelleren Bilderfassung zu gelangen.

Der Flipwinkel baut sich schrittweise bis zum maximal gewünschten resultierenden Flipwinkel auf, damit einhergehend baut sich auch die Magnetisierung schrittweise auf, die einzelnen Felder, die mit jedem einzelnen Anregungssatz erzeugt werden, überlagern einander. Nachdem Anregungsparametersätze verwendet werden, die Phasenverteilungen der Kernmagnetisierungsverteilungen im Untersuchungsvolumen aufweisen, die sich konstruktiv zur resultierenden Gesamtkernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen überlagern, wird trotz unterschiedlicher Anregungsparametersätze eine praktisch homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung und damit ein homogenes Feld aufgebaut, jedoch mit einer deutlich geringeren lokalen SAR-Belastung.

Wie beschrieben sollte die Auswahl der verwendeten unterschiedlichen Anregungsparametersätze derart sein, dass die Phasenverteilung des Flipwinkels im Gesamtgebiet der kombinierten Sätze übereinstimmt, mithin also ein konstruktives Zusammenspiel erreicht wird, so dass es wiederum zu einer homogenen Flipwinkel-Amplitudenverteilung kommt. Gleichzeitig sollten die sich überlagernden, parametersatzspezifischen Einzelfelder ihrerseits eine möglichst homogene Magnetfeldverteilung, jedoch unterschiedliche SAR-Verteilungen aufweisen. Infolgedessen werden die zu verwendenden Anregungsparametersätze zweckmäßigerweise in Abhängigkeit der Homogenität des satzspezifischen Magnetfelds ausgewählt. Das heißt, es erfolgt zunächst eine Erfassung der Homogenität des einem Anregungsparametersatz zugrunde liegenden erzeugten Feldes bezogen auf das Untersuchungsvolumen, wonach aus der Gesamtschar der Anregungsparametersätze diejenigen ausgewählt wer-

den, die möglichst homogen sind, und die hinsichtlich der Flipwinkel-Phasenverteilung eingesetzt werden können.

Die Auswahl der verwendbaren Amplituden-Phasen-Sätze kann be-
5 sonders vorteilhaft mit einem Verfahren, wie es in der nach-
veröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3
beschrieben ist, erfolgen. Dort ist ein Optimierungsverfahren
zur Erzeugung von Amplituden-Phasen-Sätzen, die zu einem sehr
homogenen hochfrequenten Magnetfeld führen, beschrieben, das
10 nach einer ersten Erfindungsgestaltung vorsieht, bei in
der Anlage befindlichem Objekt zunächst separat alle einzel-
nen Resonatorsegmente anhand definierter Anregungsparameter
anzuregen und die jeweilige segmentspezifische Magnetfeldver-
teilung im Untersuchungsvolumen zu bestimmen, wonach eine
15 rechnerische Überlagerung der segmentspezifischen Magnetfeld-
verteilungen zur Ermittlung der Gesamtfeldverteilung im Un-
tersuchungsvolumen erfolgt, welche Gesamtfeldverteilung an-
schließend hinsichtlich der Homogenität anhand eines Bewer-
tungsalgorithmus bewertet wird und anschließend eine Ermitt-
20 lung etwaige Änderungen eines oder mehrerer Anregungsparame-
ter eines oder mehrerer Resonatorsegmente zum Ausgleich einer
festgestellten Feldinhomogenität erfolgt. Neben der realen
Anregung der Resonatorsegmente bei eingebrachtem Untersu-
chungsobjekt kann eine entsprechende Parametersatzerzeugung
25 auch auf Basis einer Simulation der sich ergebenden segment-
spezifischen Magnetfeldverteilungen zu den einzelnen Resona-
torsegmenten bei einer angenommenen separaten Anregung jedes
einzelnen Resonatorsegments mit definierten Anregungsparame-
tern seitens einer Steuerungs- und Verarbeitungseinrichtung
30 unter Verwendung eines Simulationsmodells der Magnetresonanz-
anlage und des Untersuchungsobjekts erfolgen, wobei auch in
diesem Fall die simulierten Feldverteilungen überlagert und
ein Gesamtfeld ermittelt wird, das anschließend hinsichtlich
der Homogenität bewertet wird und zu dem gegebenenfalls Ände-
35 rungen hinsichtlich der Anregungsparameter ermittelt werden.

Auf diese Weise kann also eine beachtlich große Schar von un-
terschiedlichen Anregungsparametersätzen mit unterschiedli-

chen Amplituden-Phasen-Kombinationen, die jeweils zu unterschiedlichen Feldern führen, erfasst werden, aus denen dann in Abhängigkeit der jeweiligen satzspezifischen Feldhomogenität diejenigen Amplituden-Phasen-Sätze ausgewählt werden, die
5 im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens verwendet werden.

Nach einer ersten Erfindungsausgestaltung ist es möglich, das jeweilige Untersuchungsvolumen in seiner Gesamtheit auf Basis des jeweils zeitlich innerhalb der gesamten Anregungsfrequenz
10 verwendeten Anregungsparametersatzes anzuregen. Eine Erfindungsalternative sieht dem gegenüber vor, dass das Untersuchungsvolumen in mehrere Subvolumina unterteilt wird, wobei für jedes Subvolumen mehrere zur sequentiellen Ansteuerung der Resonatorsegmente zu verwendende unterschiedliche Anregungsparametersätze verwendet werden. Es erfolgt gemäß dieser
15 Erfindungsausgestaltung also eine zusätzliche Aufspaltung des Untersuchungsvolumens in zwei oder mehr Subvolumina, wobei jedem Subvolumen eine Anzahl unterschiedlicher Anregungsparametersätze, deren Eigenschaften jedoch die gleichen sind wie
20 oben beschrieben (nämlich einander entsprechende Feldhomogenität sowie übereinstimmende Phasenverteilung des Flipwinkels, dann aber im Subgebiet), zugeordnet ist. Für jedes Subgebiet können also auch hier beispielsweise auch auf Basis des oben beschriebenen Optimierungsverfahrens aus der nach-
25 veröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3 eine Anzahl von Sätzen ermittelt werden, die zum einen eine möglichst große Flipwinkelamplitudenverteilung im jeweiligen Subgebiet erreichen lassen, um möglichst effizient innerhalb der zur Verfügung stehenden Zeit anzuregen und um möglichst
30 schnell den schrittweisen Aufbau des Flipwinkels und damit der Magnetisierung zu erzielen, und die zu einer weitgehend homogenen Flipwinkel-Amplitudenverteilung im Subgebiet führen, wobei auch hier die Flipwinkel-Phasenverteilung im gesamten Untersuchungsvolumen derart sein sollte, dass eine
35 konstruktive Überlagerung der Kernmagnetisierungen erzielt wird. Das heißt, es wird zunächst eine Parametersatzschar ermittelt, deren Flipwinkelamplitude im jeweiligen Subgebiet möglichst groß ist, sowie deren Flipwinkel-Amplitudenvertei-

lung im jeweiligen Subgebiet im Wesentlichen (soweit wie experimentell möglich) homogen ist, aus welcher Satzsschar anschließend diejenigen ausgewählt werden, die sich durch weitgehend übereinstimmende Flipwinkel-Phasenverteilung im Gesamtgebiet und vornehmlich eine geringe Verlustverteilung auszeichnen.

Anhand der hierüber ermittelten Parametersätze werden nun die einzelnen Subpulse unter zeitlich sequentieller, also nacheinander folgender Verwendung der ermittelten unterschiedlichen, subvolumenspezifischen Sätze gegeben, wobei sich die einzelnen Flipwinkel und damit die lokalen Subvolumenfelder ergänzen, so dass sich im Gesamtvolumen eine homogene Magnetisierung aufbaut. Die Unterteilung in Subgebiete erleichtert dabei die Homogenisierung, das heißt die Zahl existierender (und z.B. mit dem Optimierungsverfahren aus der nachveröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3) ermittelbaren Amplituden-Phasen-Sätze mit befriedigender Homogenität steigt beträchtlich. Aus dieser großen Anzahl kann nun eine Vielzahl von Sätzen gefunden werden, die sich durch geringen Leistungsbedarf auszeichnen, die also besonders effizient die Magnetisierung im Subgebiet aufbauen. Die Kombination derart ausgewählter Sätze führt nun zu einem besonders geringen Gesamtleistungsbedarf, wenn ein weitgehend phasenrichtiger, konstruktiver Beitrag zur Erhöhung des Flipwinkels jedes Subpulses im Gesamtgebiet erreicht wird. Die Erfassung der relevanten, zu verwendenden Sätze, egal ob nun eine Gesamtvolumen- oder eine Subvolumenanregung erfolgt, erfolgt über die Steuerungs- und Auswerteeinrichtung der Magnetresonanzenanlage, die hierfür entsprechende Erfassungs- und Auswertungsalgorithmen aufweist.

Bei einer Subvolumen-Anregung kann es weiterhin zweckmäßig sein, wenn die Amplitude eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes und/oder die Anregungsdauer unter Verwendung eines Anregungsatzes und die Phasenverschiebung eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes derart bestimmt werden, dass sich im gesamten Untersuchungsvolumen eine im Wesentli-

chen homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung ergibt. Es erfolgt also nach Bestimmung der zu verwendenden Parametersätze nochmals mit einem weiteren Optimierungsalgorithmus beispielsweise eine Anpassung der Pulsstärke, also beispielsweise eine Änderung der Amplitude aller Ansteuersignale eines Satzes um einen gemeinsamen Faktor und/oder eine Verlängerung der Pulsdauer und beispielsweise auch eine Phasenverschiebung für die zeitlich aufeinander folgende Ansteuerung der Resonatorsegmente mit den ausgewählten Amplituden-Phasen-Sätzen derart, dass sich eine homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung im Gesamtgebiet einstellt.

Für beide Anregungsvarianten, nämlich die Anregung des gesamten Volumens oder die Subvolumen-Anregung, ist entscheidend, dass die Phasenverteilungen der ausgewählten Sätze innerhalb des zu optimierenden Gesamtgebiets weitgehend übereinstimmen, um nach jedem Subpuls einen weiteren positiven Zuwachs im Flipwinkel an jedem Ort des Gesamtgebiets, auch wenn sich dieses aus Subgebieten zusammensetzt, zu erhalten.

Insgesamt kann unter Verwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens der Verlusteintrag in den Patienten lokal (bei einer Anregung des gesamten Volumens) beziehungsweise lokal und global (bei einer Anregung des Gesamtvolumens über Subvolumina) verringert werden. Die zur Erreichung eines vorgegebenen Flipwinkels verminderte HF-Belastung des Patienten kann unter Ausschöpfung der SAR-Belastungsgrenzwerte zur Anpassung von Bildaufnahmesequenzen z.B. für eine schnellere Bilderfassung besser genutzt werden.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren betrifft die Erfindung ferner eine Magnetresonanzanlage mit einer Steuerungs- und Auswerteeinrichtung, ausgebildet zur Durchführung des beschriebenen Verfahrens.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipdarstellung einer Magnetresonanzanlage,

Fig. 2 eine Prinzipdarstellung eines Schnitts durch eine
Körperspule,

Fig. 3 eine Darstellung der zeitlichen Ansteuerung der Kör-
perspule aus Fig. 2 mit n Subpulsen mit jeweils un-
terschiedlichen Anregungsparametersätzen innerhalb
der gesamten Anregungssequenz,

Fig. 4 eine Prinzipdarstellung der Überlagerung der puls-
spezifischen Einzelfelder zu einer Gesamtanregung im
Untersuchungsvolumen, und

Fig. 5 eine Prinzipdarstellung des Aufbaus der Magnetisie-
rung im gesamten Untersuchungsvolumen bei separater
Anregung der Magnetisierung in Subvolumina.

Fig. 1 zeigt eine erfindungsgemäße Magnetresonanzanlage, die
einen Untersuchungsbereich 1 aufweist. Mittels einer Patien-
tenliege 2 ist ein Untersuchungsobjekt 3, hier ein Mensch, in
den Untersuchungsbereich 1 einbringbar. Der Untersuchungsbe-
reich 1, in dem das Untersuchungsvolumen liegt, wird mittels
eines Grundfeldmagneten 4 mit einem Grundmagnetfeld beauf-
schlagt. Das Grundmagnetfeld ist zeitlich konstant (statisch)
und örtlich so homogen wie möglich. Es weist eine magnetische
Feldstärke auf, die vorzugsweise 3 T oder mehr beträgt.

Der Grundfeldmagnet 4 ist vorzugsweise supraleitend ausgebil-
det. Es sind somit keine weiteren Ansteuerungen durch eine
Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5, über die der Anlagen-
betrieb gesteuert wird, erforderlich.

Die Magnetresonanzanlage weist ferner ein Gradientensystem 6
auf, mittels dem der Untersuchungsbereich 1 mit Gradienten-
magnetfeldern beaufschlagbar ist. Das Gradientensystem 6 ist

von der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 ansteuerbar, so dass im Gradientensystem 6 Gradientenströme fließen.

5 Ferner weist die Magnetresonanzanlage eine Körperspule 7 auf, der in der Regel eine Doppelfunktion zukommt. Sie dient als Sendeantenne zur Felderzeugung und als Empfangsantenne zur Aufnahme von Signalen. Die Körperspule 7 ist von der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 ansteuerbar, so dass in ihr entsprechende Anregungsströme gemäß den Anregungsparametern, 10 wie sie in der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 vorliegen, fließen.

Mittels der Körperspule 7 ist das im Untersuchungsbereich 1 liegende Untersuchungsvolumen mit einem hochfrequenten Anregungsmagnetfeld beaufschlagbar. Falls in den Untersuchungsbe- 15 reich 1 das Untersuchungsobjekt 3 eingebracht ist, ist dieses somit zur Magnetresonanz anregbar. Die so erzeugten Magnetresonanzsignale werden dann im gezeigten Anlagenbeispiel über die Körperspule 7, die dann als Empfangsantenne arbeitet, 20 aufgenommen. Die empfangenen Magnetresonanzimpulse werden der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 zugeführt und von dieser zur Erzeugung des Magnetresonanzbilds ausgewertet, das an einem nicht näher gezeigten Monitor ausgegeben wird.

25 Die Qualität der Magnetresonanzbilder hängt unter anderem von der Homogenität des über die Körperspule 7 erzeugten Anregungsmagnetfelds ab. Um ein hinsichtlich der Homogenität optimales Anregungsmagnetfeld erzeugen zu können, sind die einzelnen Resonatorsegmente 8 der Körperspule 7 separat ansteuerbar, das heißt jedes Resonatorsegment ist separat zur Fel- 30 derzeugung ansteuerbar.

Wie Fig. 2 zeigt besteht eine Körperspule 7 aus einer Vielzahl einzelner Resonatorsegmente, im gezeigten Ausführungs- 35 beispiel sind sechzehn Resonatorsegmente 8 vorgesehen. Jedes Resonatorsegment besteht aus wenigstens einer Kapazität 9 sowie einem Leiterelement 10, das beispielsweise parallel zur Längsachse des Grundfeldmagneten 4 verläuft. Ein Leiterele-

ment ist zweckmäßigerweise als Bandleiter ausgebildet. Die Resonatorsegmente 8 sind so angeordnet, dass sie den Untersuchungsbereich 1 umgeben.

5 Damit die Resonatorsegmente 8 separat angesteuert werden können, ist es erforderlich, sie elektromagnetisch voneinander zu entkoppeln. Dies kann auf unterschiedliche Weise erfolgen. Es sei hier exemplarisch auf EP 1 279 968 A2 verwiesen, wo
10 verschiedenen Entkopplungsmöglichkeiten beschrieben sind, die auch bei der erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage – wenn-
gleich hier nicht im Detail beschrieben – vorgesehen werden können.

Fig. 3 zeigt als Prinzipdarstellung den zeitlichen sequen-
15 tiellen Ansteuerungsmodus, wie er erfindungsgemäß vorgeschla-
gen ist. Aufgetragen ist die Zeitachse, dargestellt ist ein
gesamter Anregungszyklus, gekennzeichnet durch die Start- und
Endzeitpunkte t_0 und t_n , der in n Zeitfenster unterteilt ist.
In Zeitpunkt t_0 wird mit einem ersten Anregungsparametersatz
20 S1 die Anregung der Resonatorsegmente der Körperspule, wie
sie Fig. 2 zeigt, durchgeführt. Die Dauer dieser Subpulsanre-
gung ist relativ kurz und endet im Zeitpunkt t_1 , wonach die
Anregung unter Verwendung eines anderen Anregungsparameter-
satzes S2, der zu einer ähnlichen Feldhomogenität wie der Pa-
25 rametersatz S1 führt, dem jedoch andere Anregungsparameter
zugrunde liegen, fortgesetzt wird. Der Subpuls S2 liegt bis
zum Zeitpunkt t_2 an, wonach zum Anregungsparametersatz S3 ge-
wechselt wird, der der Anregung zugrunde liegt. Auf diese
Weise setzt sich die Anregung unter Verwendung jeweils unter-
30 schiedlicher Anregungsparametersätze bis zum Einsatz des
letzten Parametersatzes S_n fort, der bis zum Zeitpunkt t_n der
Anregung zugrunde liegt, wonach die Anregung insgesamt been-
det wird.

35 An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass die Anregungs-
parametersätze nicht allesamt unterschiedlich sein müssen. Es
ist auch denkbar, Parametersätze des Öfteren zu verwenden.
Wichtig ist aber in jedem Fall, dass ein hinreichend häufiger

Wechsel und eine hinreichende Anzahl unterschiedlicher Parametersätze verwendet wird, da jeder Parametersatz zwar lokale Verlustleistungen in das Untersuchungsgebiet einbringt, diese aber lokal unterschiedlich liegen, so dass sie während des gesamten Zyklus nicht zusammenfallen und sich nicht verstärken und es zu lokal unzulässigen Energieeinträgen kommt.

Wie Fig. 3 ferner zeigt, ist es nicht erforderlich, dass die Dauer der einzelnen Subpulse jeweils gleich ist. Es ist auch denkbar, dass der eine oder andere Subpuls kürzer oder länger als ein vorausgehender Subpuls ist.

Die Wirkungsweise der unterschiedlichen Anregungsmodalitäten lässt sich anhand der Figuren 4 und 5 prinzipiell darstellen. Dem liegt der Grundgedanke zugrunde, dass der Flipwinkel schrittweise aufgebaut wird, wozu die einzelnen Subpulse dienen, deren Phasenverteilung im zu optimierenden Gesamtgebiet weitgehend übereinstimmt.

Dem liegen folgende physikalische Zusammenhänge zugrunde:

Bei einer Magnetresonanzuntersuchung sorgt ein starkes Grundmagnetfeld mit der magnetischen Flussdichte B_0 (z.B. 1,5 T oder 3 T) für die Präzision der kernmagnetischen Momente mit der Larmor-Frequenz ω . Dabei gilt:

$\omega = \gamma \cdot B_0$, wobei γ das gyromagnetische Verhältnis bezeichnet.

Gemittelt über die magnetischen Kernmomente in einem Volumenelement wird hierdurch eine Nettomagnetisierung M_0 erreicht, die ebenfalls mit der Larmor-Frequenz präzediert. Im thermischen Gleichgewicht ist M_0 parallel zu B_0 gerichtet. Wird nun ein magnetisches hochfrequentes Wechselfeld, das gemäß vorliegender Erfindung möglichst homogen erzeugt werden soll, mit der Flussdichte B_1 angelegt, das mit der Larmor-Frequenz (in Resonanz) schwingt und für ein Zeitintervall Δt einwirkt, wird der Magnetisierungsvektor gegen die B_0 Feldrich-

tung um einen Winkel α ausgelenkt. Den Winkel α bezeichnet man als Flipwinkel. Befindet man sich in einem mit der Lamor-Frequenz um die B0-Feldrichtung rotierende Koordinatensystem, so gilt für die zeitliche Änderung der Magnetisierung M:

$$\frac{\delta \vec{M}}{\delta t} = \gamma \cdot \vec{M} \times \vec{B}_1$$

Ist B1 konstant für das Zeitintervall Δt , so gilt für den Flipwinkel α :

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot \Delta t, \text{ wobei } B_1 \text{ der Betrag ist.}$$

Der Flipwinkel α ist der Winkel zwischen dem Magnetisierungsvektor M und dem B0-Vektor. Die Flussdichte B1 weist eine räumliche Verteilung über das Untersuchungsvolumen auf. Sowohl die Amplitude als auch der Phasenwinkel sind ortsabhängig. Damit werden an verschiedenen Punkten a und b im Untersuchungsvolumen nach Einwirken des B1-Feldes für die Dauer Δt unterschiedliche Magnetisierungen Ma und Mb erhalten.

Als Flipwinkelamplitude ist der Winkel der Magnetisierung Ma beziehungsweise Mb zum B0-Feldvektor gemeint. Als Phase des Flipwinkels ist der Winkel der Projektion von M auf die Vertikalebene zum B0-Feldvektor gemeint. Legt man ein Koordinatensystem zugrunde, so würde der B0-Feldvektor in Richtung der z-Achse gerichtet sein, senkrecht hierzu liegen die x- und die y-Achse, die die x-y-Ebene aufspannen. Das heißt, die Flipwinkelamplitude wäre der Magnetisierungswinkel zur z-Achse, während die Phase des Flipwinkels der Winkel der Projektion der jeweiligen Magnetisierung in den jeweiligen Punkten auf die x-y-Ebene mit der x-Achse ist. Da beide Winkel ortsabhängig sind, wird sowohl eine Flipwinkelverteilung (Amplitude des Flipwinkels) als auch eine Phasenwinkelverteilung des Flipwinkels erhalten.

Erfindungsgemäß wird aufgrund der Subpulsanregung die Flipwinkelverteilung schrittweise aufgebaut, das heißt, der Flip-

winkel baut sich von Puls zu Puls stärker auf. Insgesamt ergibt sich die Flipwinkelverteilung $\alpha(r)$ nach einer zeitlich sequentiellen Ansteuerung mit den Sätzen S_n mit einer Pulsdauer τ_n und der Phasenverschiebung ϕ_n wie folgt:

5

$$a(\vec{r}) \propto \sum_n \int_0^{\tau_n} B_{l_{S_n}}(\vec{r}, t) \cdot e^{i\phi_n} dt$$

Fig. 4 zeigt als Prinzipskizze den Aufbau der Magnetisierung, der ein schrittweiser Aufbau des Flipwinkels zugrunde liegt, anhand dreier exemplarischer Einzelpulse. Gezeigt ist ein Patient 3 sowie ein Untersuchungsvolumen U, in dem eine möglichst homogene Magnetisierung erzeugt werden soll. Das Magnetfeld wird natürlich auch im sonstigen Bereich des Patienten 3 erzeugt, nachdem die Bildaufnahmen jedoch im Untersuchungsvolumen erfolgen sollen, ist auch nur dort eine homogene Magnetisierung erforderlich.

Wird nun der erste Subpuls S1 angelegt, so baut sich eine erste Magnetisierung M1 im Untersuchungsvolumen U auf. Gezeigt sind ferner lokale Erwärmungsgebiete 11, sogenannte Hot Spots, also Gebiete hohen Energieeintrags und damit hoher lokaler Verlustleistung, die bezüglich der lokalen SAR-Belastung von Relevanz sind.

Nach Ablauf der Anregungszeit t_1 wird mit dem Subpuls S2, dem ein anderer Parametersatz zugrunde liegt, angeregt. Es ergibt sich die Gesamtmagnetisierung M2, die wie durch die zunehmende Strichelung dargestellt ist, stärker als die mit dem Subpuls S1 erhaltene Magnetisierung ist. Dies wird aufgrund der konstruktiven Feldüberlagerung und der konstruktiven Addition der Flipwinkelzunahme erreicht. Der Subpuls S2 führt wiederum zu lokalen Energieeinträgen 12, jedoch liegen diese ersichtlich an anderen Stellen, sie fallen also nicht mit den Energieeinträgen 11 zusammen. Das heißt, sie verstärken einander nicht, der lokale Energieeintrag ist jeweils deutlich niedriger als es belastungsmäßig zulässig ist.

Nach Ablauf der Anregung mit dem Subpuls S2 wird die Anregung mit dem Subpuls S3 weitergeführt, die Gesamtmagnetisierung M3 verstärkt sich weiter. Auch diesem Subpuls sind wiederum pulsspezifische lokale Energieeintragszentren zueigen, die ersichtlich wiederum an anderen Stellen liegen als die von den Subpulsen S1 und S2 herrührenden Einträge.

Über diese subpulsweise Anregung kann die Gesamtmagnetisierung im Untersuchungsvolumen U schrittweise aufgebaut werden, ohne dass es zu lokal unzulässig hohen Energieeinträgen kommt.

Fig. 5 zeigt in Form einer Prinzipdarstellung die sequentielle Anregung einzelner Subgebiete des Untersuchungsvolumens zur Ausbildung einer Gesamtmagnetisierung. Gezeigt ist auch hier der Patient 3 sowie das Untersuchungsvolumen U, das in mehrere, im gezeigten Beispiel 3 Subvolumina SU1, SU2 und SU3 unterteilt ist.

Mit dem ersten Subpuls S1 erfolgt die Anregung im Subvolumen SU1, gezeigt sind ferner die dem Subpuls S1 zugeordneten Orte hohen lokalen Energieeintrags 11. Die Anregung des Subgebiets SU2 erfolgt mit dem Subpuls S2, auch hier baut sich eine subgebietsspezifische Magnetisierung auf, wie durch die Strichelung dargestellt ist. Auch diesem Subpuls S2 sind pulsspezifische Zentren hohen Energieeintrags 12 zugeordnet. Im Subgebiet SU3 wird die Magnetisierung schließlich über den Subpuls S3 aufgebaut, wie durch die Strichelung dargestellt ist. Gezeigt sind ferner die dem Subpuls S3 zugeordneten Zentren hohen Energieeintrags 13.

Jeder Subpuls baut also eine transversale Magnetisierung auf, das heißt, er führt zu einem von der Anregung abhängigen Flipwinkel in einem der Subgebiete. Gleichzeitig führt er zu Zentren hoher lokaler Verlustleistung, die innerhalb und außerhalb des Untersuchungsvolumens U liegen können. Durch die Kombination der verschiedenen Subpulse wird die Magnetisierung nun im gesamten Untersuchungsvolumen U aufgebaut, wie

durch die untere Darstellung gezeigt ist, bei der die Einzelmagnetisierungen der Subpuls-spezifischen Anregungen zusammengefasst dargestellt sind. Ersichtlich fallen aber die Orte lokalen Energieeintrags auch hier nicht zusammen und verstärken sich nicht.

Die Fig. 5 zeigt die Verwendung lediglich eines Einzelpulses für jeweils ein spezifisches Subvolumen. Die weitere Anregung erfolgt in jedem Subgebiet wie vorher beschrieben weiterhin sequentiell, das heißt, das Gebiet SU1 wird anschließend mit einem anderen Subpuls angeregt, entsprechendes gilt für die anderen Subvolumina. Schließlich ist darauf hinzuweisen, dass natürlich die jeweilige Gebietsanregung nicht scharf abgegrenzt erfolgt, vielmehr baut jeder Subpuls auch außerhalb des ihm zugeordneten Subvolumens eine transversale Magnetisierung auf. Nachdem aber die Subpulse so gewählt sind, dass die Flipwinkelamplitudenverteilung in jedem Subgebiet ähnlich ist, stellt sich eine Gesamtmagnetisierung im Untersuchungsvolumen ein, die äußerst homogen ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonan-
5 anlage im Rahmen einer Objektuntersuchung, welche Magnetreso-
nanzanlage eine Körperspule bestehend aus mehreren Resonator-
segmenten und eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung zum
separaten Ansteuern der einzelnen, voneinander elektro-magne-
tisch entkoppelten Resonatorsegmente entsprechend einem Satz
10 vorgegebener segmentspezifischer Anregungsparameter aufweist,
dadurch gekennzeichnet, dass die Resonatorsegmente innerhalb
einer Anregungssequenz zeitlich sequentiell unter Verwendung
unterschiedlicher Anregungsparametersätze mit Phasenvertei-
lungen der Kernmagnetisierungsverteilungen im Untersuchungs-
15 volumen, die konstruktiv zu einer resultierenden homogenen
Gesamtkernmagnetisierungsverteilung im Untersuchungsvolumen
überlagern, angeregt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass
20 die zu verwendenden Anregungsparametersätze in Abhängigkeit
der Homogenität des satzspezifischen Magnetfelds ausgewählt
werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeich-
25 net, dass das Untersuchungsvolumen in mehrere Subvolumina un-
terteilt wird, wobei für jedes Subvolumen mehrere zur sequen-
tiellen Ansteuerung der Resonatorsegmente zu verwendende un-
terschiedliche Anregungsparametersätze verwendet werden.
- 30 4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass
die zu verwendenden Anregungsparametersätze derart gewählt
werden, dass die Flipwinkelamplituden im jeweiligen Subgebiet
möglichst groß und/oder die Flipwinkel-Amplitudenverteilungen
im jeweiligen Subgebiet homogen sind, und deren Flipwinkel-
35 Phasenverteilungen im gesamten Untersuchungsvolumen die kon-
struktive Überlagerung erlauben.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Amplitude eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes und/oder die Anregungsdauer unter Verwendung eines Anregungs-
satzes und die Phasenverschiebung eines zu verwendenden Anre-
5 gungsparametersatzes derart bestimmt werden, dass sich im ge-
samten Untersuchungsvolumen eine zumindest weitgehend homoge-
ne Flipwinkel-Amplitudenverteilung ergibt.
6. Magnetresonanzanlage mit einer Steuerungs- und Auswerte-
10 einrichtung, ausgebildet zur Durchführung eines Verfahrens
nach einem der Ansprüche 1 bis 5.

FIG 1

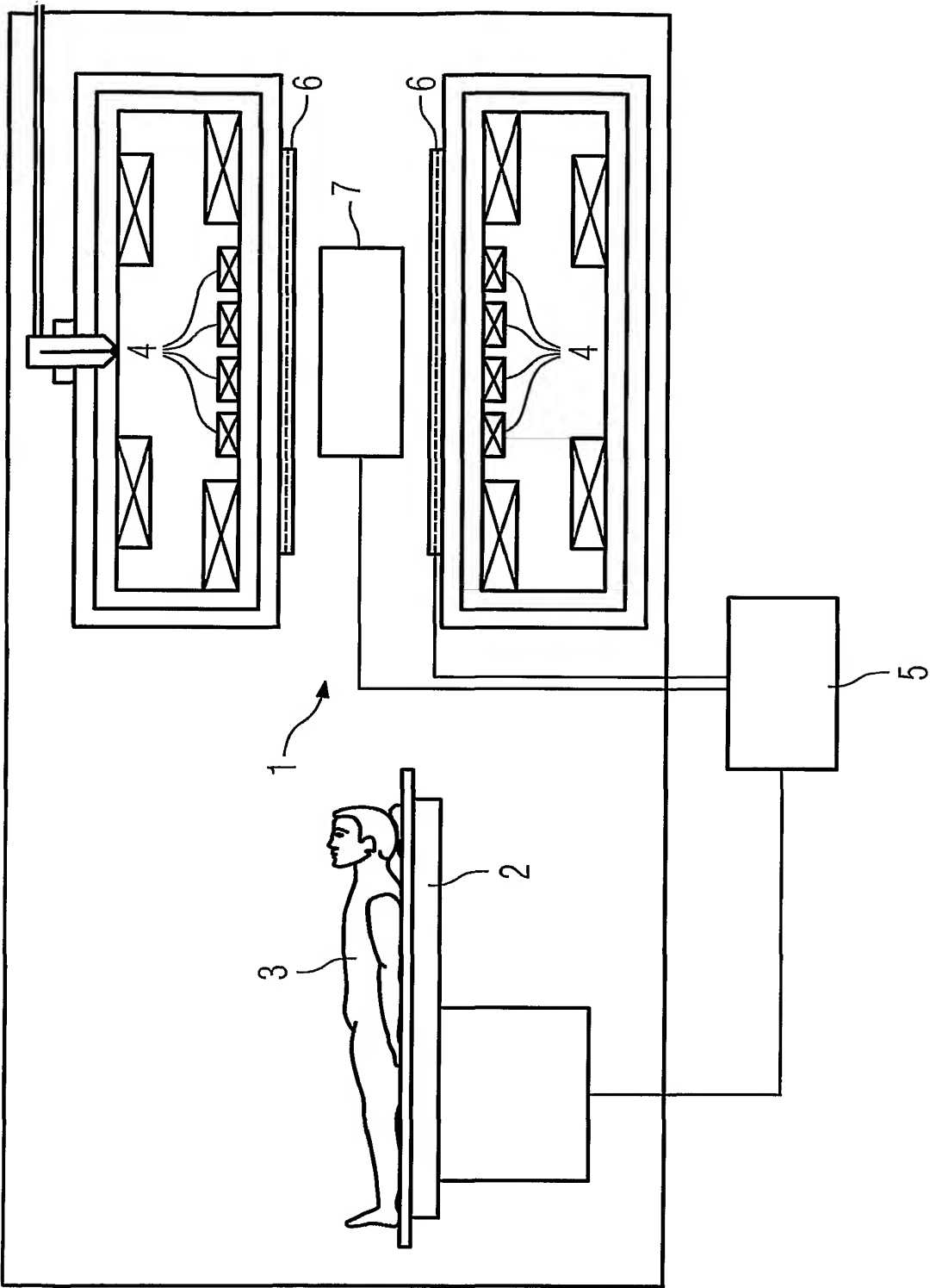


FIG 2

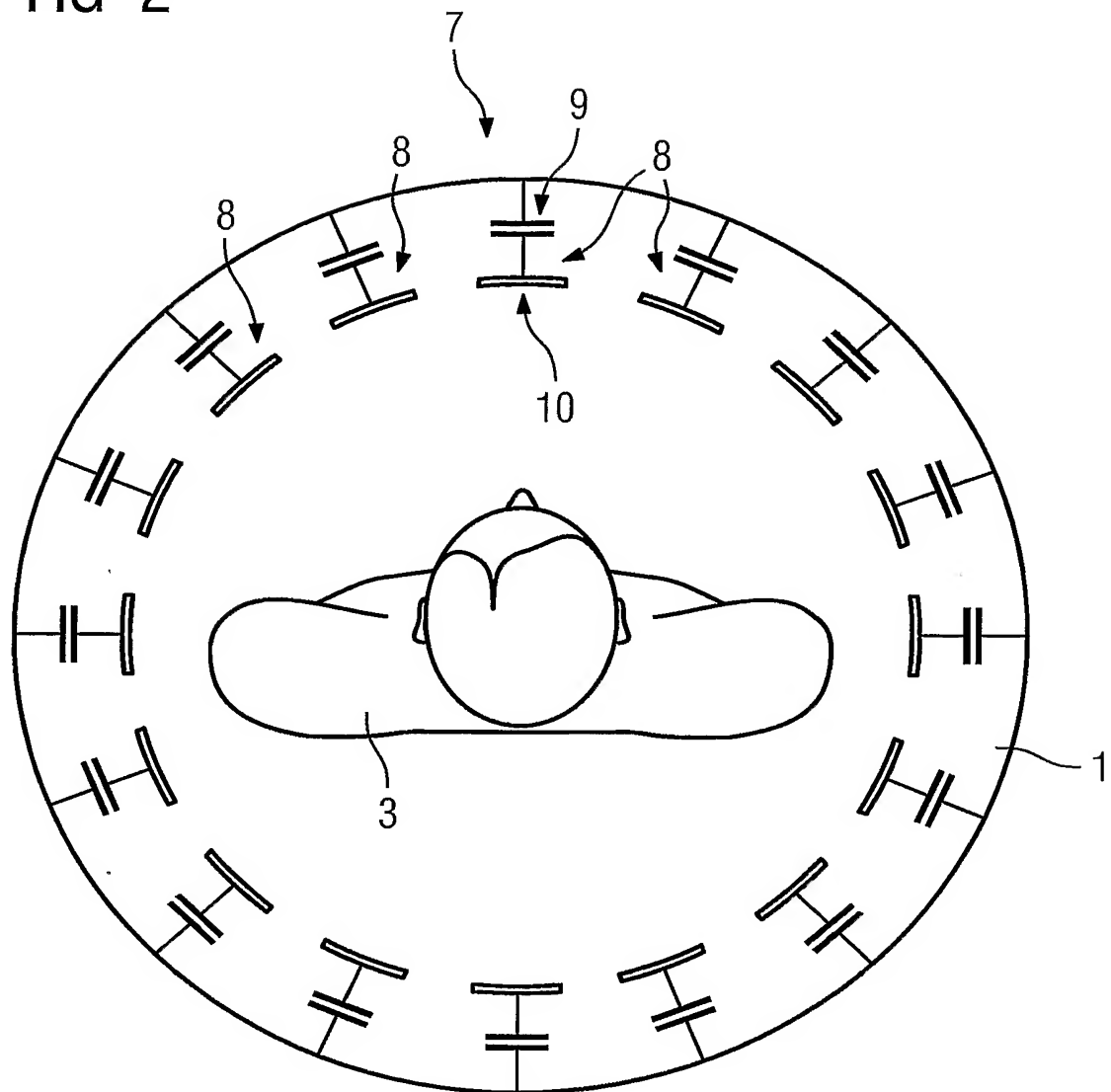


FIG 3

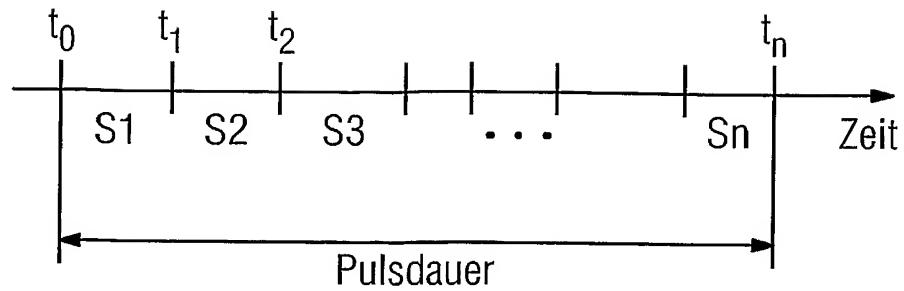


FIG 4

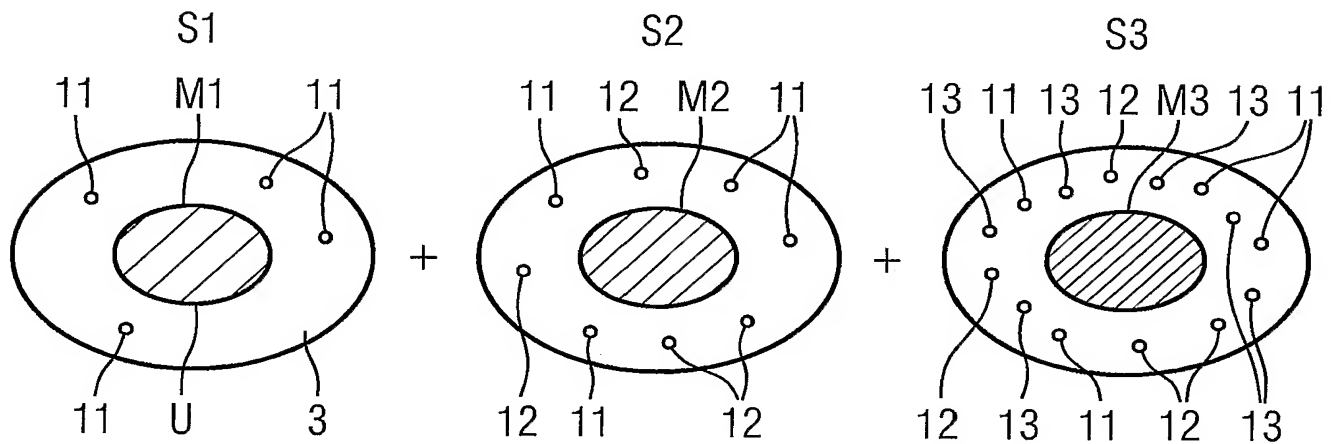
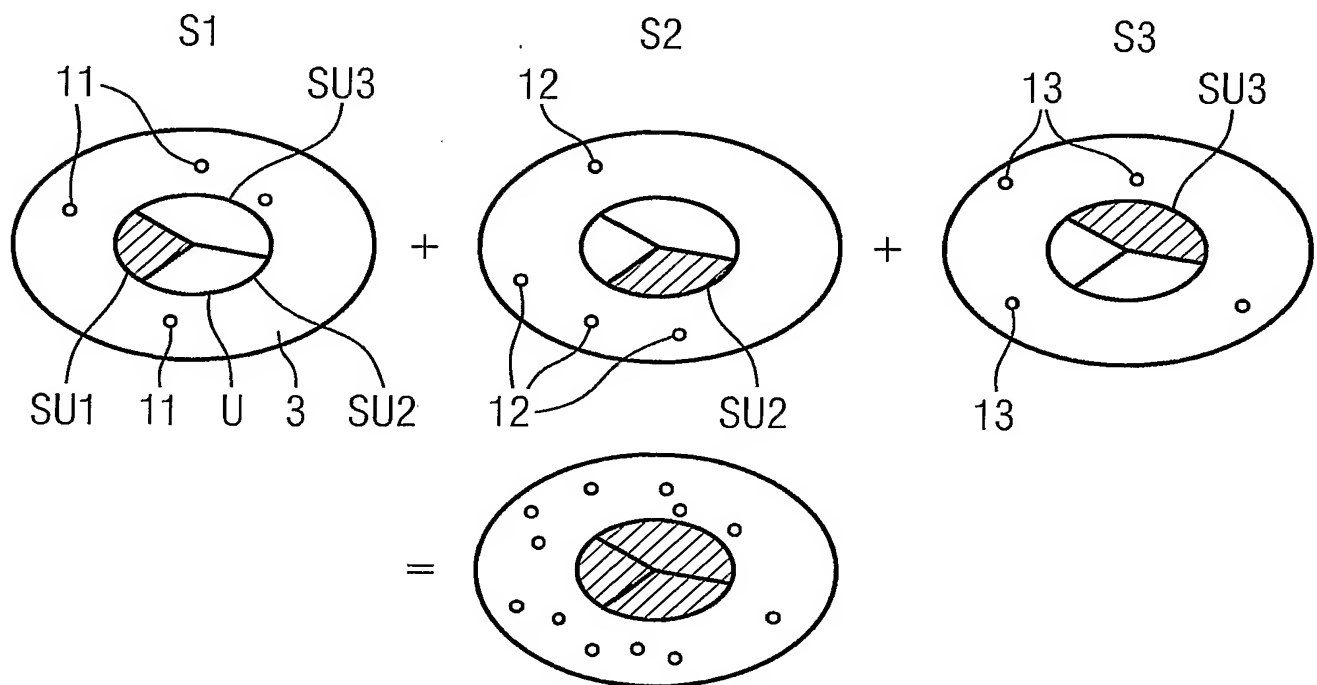


FIG 5



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2005/051313

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 G01R33/34

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 279 968 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 29 January 2003 (2003-01-29) cited in the application column 3, paragraph 8 - column 4, paragraph 11 column 5, paragraph 15 - paragraph 16 figure 1	1-6
X	EP 1 273 926 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY LLC) 8 January 2003 (2003-01-08) column 1, paragraph 4 - column 2, paragraph 8 column 3, paragraph 13 - paragraph 14 column 4, paragraph 23 - column 6, paragraph 27 figures 3,4	1-6
	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 August 2005

Date of mailing of the international search report

30/08/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Volmer, W

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2005/051313

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 179 332 A (KANG) 12 January 1993 (1993-01-12) column 1, line 61 - column 4, line 42 column 5, line 35 - column 6, line 36 column 9, line 14 - column 10, line 52 figures 2,3,10,11	1-6
A	WO 01/86324 A (UAB RESEARCH FOUNDATION) 15 November 2001 (2001-11-15) the whole document	1,6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2005/051313

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1279968	A	29-01-2003	DE 10124465 A1 EP 1279968 A2 WO 02095435 A1 JP 2004526547 T US 2004155656 A1	21-11-2002 29-01-2003 28-11-2002 02-09-2004 12-08-2004
EP 1273926	A	08-01-2003	US 6411090 B1 EP 1273926 A2 JP 2003033332 A	25-06-2002 08-01-2003 04-02-2003
US 5179332	A	12-01-1993	NONE	
WO 0186324	A	15-11-2001	AU 6307201 A WO 0186324 A1 US 2002050818 A1	20-11-2001 15-11-2001 02-05-2002

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2005/051313

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES IPK 7 G01R33/34		
Nach der internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 7 G01R		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 1 279 968 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 29. Januar 2003 (2003-01-29) in der Anmeldung erwähnt Spalte 3, Absatz 8 - Spalte 4, Absatz 11 Spalte 5, Absatz 15 - Absatz 16 Abbildung 1	1-6
X	EP 1 273 926 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY LLC) 8. Januar 2003 (2003-01-08) Spalte 1, Absatz 4 - Spalte 2, Absatz 8 Spalte 3, Absatz 13 - Absatz 14 Spalte 4, Absatz 23 - Spalte 6, Absatz 27 Abbildungen 3,4 -/-	1-6
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div> <input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen </div> <div> <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie </div> </div>		
<div style="display: flex;"> <div style="flex: 1;"> <p>* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :</p> <p>*A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>*E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>*L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)</p> <p>*O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>*P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> </div> <div style="flex: 1;"> <p>*T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>*X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>*Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>*Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p> </div> </div>		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 22. August 2005		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts 30/08/2005
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Beauftragter Volmer, W

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2005/051313

C.(Fortsetzung) - ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 179 332 A (KANG) 12. Januar 1993 (1993-01-12) Spalte 1, Zeile 61 - Spalte 4, Zeile 42 Spalte 5, Zeile 35 - Spalte 6, Zeile 36 Spalte 9, Zeile 14 - Spalte 10, Zeile 52 Abbildungen 2,3,10,11	1-6
A	WO 01/86324 A (UAB RESEARCH FOUNDATION) 15. November 2001 (2001-11-15) das ganze Dokument	1,6

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/051313

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1279968 A	29-01-2003	DE 10124465 A1	21-11-2002
		EP 1279968 A2	29-01-2003
		WO 02095435 A1	28-11-2002
		JP 2004526547 T	02-09-2004
		US 2004155656 A1	12-08-2004
EP 1273926 A	08-01-2003	US 6411090 B1	25-06-2002
		EP 1273926 A2	08-01-2003
		JP 2003033332 A	04-02-2003
US 5179332 A	12-01-1993	KEINE	
WO 0186324 A	15-11-2001	AU 6307201 A	20-11-2001
		WO 0186324 A1	15-11-2001
		US 2002050818 A1	02-05-2002